

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

(51) Int.Cl.
A 61 B 18/12

識別記号

F I
A 61 B 17/39

ターコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数18 OL (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2000-158325(P2000-158325)
(22) 出願日 平成12年5月29日 (2000.5.29)
(31) 優先権主張番号 9912625.2
(32) 優先日 平成11年5月28日 (1999.5.28)
(33) 優先権主張国 イギリス (GB)

(71) 出願人 500227451
ジャイラス・メディカル・リミテッド
GYRUS MEDICAL LIMITED
ED
イギリス、シ・エフ・3 0・エル・テ
ィ ウェールズ、カーディフ、セント・メ
ロンズ、フォートラン・ロード (番地な
し)
(74) 代理人 100057874
弁理士 曾我 道照 (外6名)

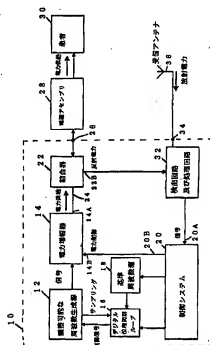
最終頁に続く

(54) [発明の名称] 電気外科用信号発生器及び電気外科システム

(57) [要約]

【課題】 電気外科システムの効率を改善することである。

【解決手段】 特にUHF或いはより高い周波数で動作できる電気外科用信号発生器は、反射電力を検出するための回路32と、発生器の無線周波数出力の周波数が、反射電力をモニタしながら変更されるようにするために、検出回路に接続される制御装置とを備える。その後その出力周波数は、最小の反射電力レベルに対応する値に設定される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 無線周波数源と、反射電力検出回路と、前記検出回路と前記周波数源とに接続される制御装置とを備えた電気外科用信号発生器であって、前記制御装置が、前記周波数源が異なる周波数源の周波数で動作するとともに、反射電力を表す前記検出回路からの反射電力出力信号を受信し、また相対的に低い反射電力レベルに対応する値に前記周波数源の周波数を設定できるように構成された電気外科用信号発生器。

【請求項2】 前記制御装置が、前記周波数源が定期的に複数の異なる選択された試験信号を生成できるようにし、各試験周波数で前記出力信号をモニタし、その後、概ね最小の反射電力に対応する動作周波数に前記周波数源を設定するように構成された請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項3】 前記検出回路が、発生器電力出力ラインに関連する電圧或いは電流モニタを備えた請求項1または2に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項4】 前記モニタが前記出力ラインにハイブリッド結合器を備えた請求項3に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項5】 前記制御装置が、前記発生器の動作中に連続して前記検出回路からの前記出力信号をモニタし、かつ前記出力信号が反射電力値の増加を示す閾値に到達するのに応じて、設定周波数を調整するように構成された請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項6】 前記制御装置が定期的に試験シーケンスを実行するように構成され、前記試験シーケンスでは、前記周波数源の周波数が所定の範囲に渡って変化し、前記出力信号がモニタされ、その後治療段階において、最大送給出力電力を示す前記出力に於いて選択された動作周波数に前記周波数源を設定する請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項7】 前記制御装置が、少なくとも0.5秒毎に前記試験シーケンスを実行するように構成された請求項6に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項8】 前記周波数源が、前記試験シーケンス中、前記治療段階より低い電力設定で電気外科用電力を送給するように構成された請求項1または7に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項9】 前記制御装置が、前記周波数源が周波数源の異なる周波数間で切り替わるようにし、前記出力信号をモニタして、前記送給される電気外科用電力を増加するのに必要とされる周波数調整の方向を判定するように構成された請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項10】 前記制御装置が、前記切り替え動作により繰返し、かつ連続して最大電力に概ね対応する周波数に前記周波数源の周波数を双方向的に調整できるように構成された請求項9に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項11】 前記周波数源に接続され、少なくとも

2つの異なる周波数成分を含むように前記周波数源出力信号を変調するように構成された変調器と、前記検出回路の一部を形成し、かつ前記成分の周波数において反射された電力の大きさを示す反射電力出力信号を供給するように構成された検出器とを含む発生器であって、前記制御装置が、前記異なる周波数成分に対応する反射電力の相対的な大きさをモニタし、かつ前記送給された電気外科用電力を増加させる方向に向かう値に前記周波数源の周波数を調整するように構成された請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項12】 前記検出器が単発帯検出器である請求項11に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項13】 前記制御装置および／または前記周波数源が、試験段階中に、同時に複数の異なる周波数成分を有する周波数源出力信号を生成するように構成され、前記検出回路が、前記成分の周波数で反射電力信号をサンプリングするように動作することができ、前記制御装置が、動作周波数を選択するために、生成された前記センサ出力信号の値を処理するように構成された請求項1に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項14】 前記周波数成分がベクトル拡散変調により生成された請求項12に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項15】 放射モニタ用信号を受信するための入力線を備え、前記制御装置が、前記モニタ用信号を処理し、かつ前記放射モニタ用信号の所定の特性に応じて前記周波数源を調整する請求項1から14までのいずれかに記載の電気外科用信号発生器。

【請求項16】 前記制御装置が、前記所定の特性に応じて前記周波数源の前記動作周波数を調整するように構成された請求項15に記載の電気外科用信号発生器。

【請求項17】 請求項1から16までのいずれかに記載の電気外科用信号発生器と、前記電気外科用信号発生器の出力に接続される少なくとも1つの治療電極を含む電極アセンブリとを備えた電気外科システム。

【請求項18】 請求項15または16に記載の発生器と、前記入力に接続されるアンテナとを備えた請求項17に記載の電気外科システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 この発明は電気外科用信号発生器及び電気外科用信号発生器を組み込んだ電気外科システムに関し、詳細には電気外科用電力が可変周波数で送給される発生器及びシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】 電気外科用信号発生器に接続される電極アセンブリを備えた電気外科システムの性能は、無線周波数電力が治療中の組織に結合することができる効率と、治療電極の末端で生成することができる電圧及び電流とに関連する。

【0003】治療電極に与えられる電気的負荷は、電力が電極に供給される周波数と、電極の構成と、電極の動作モードと、電解質のような治療中の組織に関連する他の材料の組織の性質と、手術中の電極の位置と、外科器具または隣接する身体構造のような他の物体の存在とを含むいくつかの変数に依存する。これらの要因により負荷インピーダンスはアプリケーションの関数として、さらに時間の関数として変化するようになるが、それは主に治療中の組織の電気的特性及び隣接して存在する物質並びに物体の電気的特性が手術の結果として変化するためである。負荷インピーダンスが変化するというような状況では、効率も広範に変動する。効率は多くの場合、治療電極に与えられた電気的負荷に最大電力が送給される際に、最大になるものと判断される。最大電力の送給は、その負荷が、電気外科システム（すなわち発生器及び電極アセンブリ）の駆動インピーダンスに共役なインピーダンスに整合する際に実現される。

【0004】動作の周波数が高くなるに従って、特に発生器がUHF帯で電気外科用電力を送給するように構成された場合、最大電力を送給できるか否かは、発生器周波数が好ましい動作周波数付近にとどまるか否かによって決まる。この好適な周波数或いは関連する狭い周波数範囲は、製造誤差、及び保管並びに電極使用に起因する経時変化により電極毎に変動する。これらがさらに別の要因となり、それゆえ電気外科の効率に影響を与える。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】従ってこの発明の目的は、電気外科システムの効率を改善することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】従ってこの発明の一態様は、電気外科用電力発生器の動作の周波数を自動調整することによる電気外科システムの性能の最適化である。これは、電極性能を最適化するために発生器内の周波数源の周波数を調整する制御システムにおいて、反射した電力信号を解析することにより行われる。詳細にはこの発明は、可変周波数無線周波数源と、反射電力検出回路と、検出回路及び周波数源に接続される制御装置とを備えた電気外科用電力発生器を提供し、制御装置は、反射した電力を示す検出回路から反射電力出力信号を受信して、周波数源の周波数を変化させ、また周波数源の周波数を相対的に低い反射電力レベルに対応する値に設定するように構成される。周波数は、一般に最大限に送給される電気外科用電力と相関がある反射電力信号の大きさを最小にするように調整されることが好ましい。従って好適な発生器では、制御装置が、定期的に周波数源が複数の異なる選択された試験周波数を生産できるようにし、各試験周波数において出力信号をモニタし、その後その周波数源を概ね最小の反射電力に対応する動作周波数に設定するように構成される。

【0007】このようにして、動作周波数を自動的に調

整することにより性能が最適化され、それにより上記要因に起因する負荷インピーダンスの変化を考慮し、結果的にコストの削減とともに電極製造誤差を緩和することができる。

【0008】検出回路は、発生器の出力段、すなわち出力段と電極に接続するための発生器の出力端子との間にある電力出力ラインに関連する試験回路又は電流モニタを備えることができる。典型的には、電圧或いは電流モニタは、出力ライン内にハイブリッド結合器或いはサークエレータを備える。検出回路により生成される電圧或いは電流の振幅及び位相のいずれか、或いはいずれも、発生器の出力端子に接続される電極に与えられるインピーダンスの測定値を表し、それゆえそのような振幅或いは位相が電力送給効率の測定値を構成する。

【0009】戻り信号の大きさを連続して、或いは定期的にモニタすることにより、最大電力送給のために周波数源の周波数を連続して、或いは定期的に調整できるようにする。実際に、戻り信号が増加した反射電力のしるしとしての基準閾値と連続して比較され、周波数源に対する周波数の変更をトリガし、制御装置が新しい周波数の反射電力レベルをモニタし、効率を高めるために正確な方向に周波数が調整されたか否かを判定する。

【0010】別法では、制御装置は定期的に試験シーケンスを実行するように構成され、そのシーケンスにおいて、周波数源の周波数が所定の範囲（最初に最大範囲内、次に縮小した範囲内）に渡って変化し、その際出力信号がモニタされる。後続の治療段階では、制御装置が周波数源を動作周波数に設定するように構成され、動作周波数は、その試験シーケンス中のモニタされた出力信号に基づいて、最大送給出力電力が得られる周波数に対応するように選択される。試験シーケンスは、少なくとも毎秒2回の割合で、0.2〜5%のデューティサイクルで繰返し実行されることができ。

【0011】無線周波数干渉が支障をもたらす予想される場合には、周波数源は、試験シーケンス中、処理段階中の電力よりも低い電力設定で電気外科用電力を送給するように構成される。

【0012】別の実施例では、周波数は異なる周波数範囲で切り替えられてもよく、組織への電力送給を増加するために必要な周波数調整の方向を判定する。このプロセスは、それ以上の改善が得られなくなるまで、或いは送給される電力が再び減少し始めるまで、双方方向で繰返して継続することができ、減少し始める場合には周波数変化の方向が反転される。最大限に電力を送給するための周波数が達成される場合、制御装置が、最適な周波数の周囲で周波数源の周波数を繰返し切り替えるよう動作するようにして、連続してこのプロセスを実行することができる。

【0013】さらに別の実施例では、発生器は、無線周波数源に接続され、少なくとも2つの異なる周波数成分

を含むように周波数出力信号を変調するように構成された変調器を備えることができる。この例では、発生器は、検出回路の一部を形成しかつその成分周波数での反射電力の相対的な大きさを示す反射電力出力信号を与えるように構成された検出器を有していてもよく、制御装置がこれらの大きさをモニタするように構成され、それにより送給される電気外科用電力を増加するために必要とされる周波数調整の方向を判定する。変調は所定の変調周波数における振幅変調であることが好ましく、変調の深さは、搬送波（動作の中心周波数）と、その搬送波周波数のそれぞれ上下に位置する２つの側波帯との間に電力を分散するように選択される。最適な電気外科の効率では、２つの側波帯の反射電力レベルは概ね等しくなる。最適でない周波数では、２つの側波帯成分の反射電力の振幅は異なり、効率を改善するために周波数源の周波数が調整されるべき方向を判定するために制御装置により処理されることができ。

【００１４】発生器は、例えば無線受信アンテナに接続される放射モニタ信号を受信するための入力と、受信アンテナは、治療中の患者の近く、典型的には数メートル以内に、無線干渉をモニタする手段として配置される。制御装置はこの場合には、モニタ信号を処理し、干渉電力閾値を超えた場合のような放射モニタ信号の所定の特性に応じて周波数源を調整するように構成することができる。その後制御装置は、干渉を減少するように所定の特性に応じて周波数源の周波数を調整するために動作することができる。

【００１５】周波数源自体に関しては、周波数源は、連続した、或いは離散した周波数の範囲或いは周波数の帯域に渡る周波数において調整することができる。

【００１６】またこの発明は、上記のような発生器を含み、その発生器が、その発生器の出力に接続された少なくとも１つの治療電極を含む電極アセンブリに接続された電気外科システムも提供する。

【００１７】この発明の一方の実態によれば、電気外科システムを動作させる方法は、複数の周波数における無線周波数源から電気外科用無線周波数電力を送給する過程と、異なる周波数において反射電力をモニタする過程と、周波数源が動作する他の周波数に関連する反射電力レベルより低い反射電力レベルに関連する動作周波数を設定するように周波数源の周波数を調整する過程とを有する。

【００１８】以下、この発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

【００１９】

【発明の実施の形態】図１を参照すると、この発明による発生器１０は、発振器１２と電力増幅器１４とを備えた可変無線周波数源を有する。発振器１２は、発振器に接続され、発振器出力の周波数成分周サンプリと比較するために、基準周波数源１８から基準周波数信号を受信す

るよう構成されたデジタル位相同期ループ１６を備えた周波数シンセサイザの一部を形成する。制御装置２０は、位相同期ループに（例えばその分周比を変更するために）、かつ発振器１２の周波数を変更するために、制御信号を（周波数分周器も含む）基準周波数源１８に供給するように構成される。また装置２０は、発生器の公称出力電力を調整するために電力増幅器１４に電力制御出力も供給する。

【００２０】共振方式を用いて連続的に精細な周波数調整を行うために、周波数源の周波数の（デジタルよりもむしろ）アナログ制御を用いることができる。

【００２１】例えば発振器１２は電圧制御発振器であり、それにより周波数を制御電圧により確定することもできる。この電圧は、コンデンサに給電する電流生成源により生成することもできる。制御装置は、それぞれ動作周波数の増加或いは減少（発振器の設計によっては、それぞれ減少或いは増加）のいずれが必要とされるかにより、正或いは負の電流を生成する。

【００２２】好適な発生器は、周波数源１２、１４の出力１４Ａと発生器出力端子２６との間に延在する、発生器１０の出力ライン２４に接続される方向性結合器２２を介してＵＨＦ帯で電気外科用電力を供給する。図１に示されるように、出力端子２６は、使用中に患者３０に、詳細には治療されることになる組織に適用される治療電極を有する電極アセンブリ２８に接続される。

【００２３】結合器２２内においてサークキュレートを用いて、全ての条件下で公称５０Ω負荷を電力増幅器１４に与えることができる。最適化、利便性及びコストの点から、個別の方向性結合器を用いることもできる。結合器２２は、無線周波数源１２、１４と電極アセンブリ２８との間に直列に接続され、反射した電力は結合器２２の反射電力出力２２Ｂに配向され、その出力は、結合器２２に公称５０Ωの反射電力ダンブを与える検出回路３２に接続される。

【００２４】上記のように、完全な共振のインピーダンスの整合が、発生器１０と、電極アセンブリ２８及びその周辺物（患者３０を含む）により示される電気的負荷との間に存在しなければ、発生器の出力端子２６から電極アセンブリに供給される電力の一部が反射電力として戻される。これは、制御システム２０の入力２０Ａに対する反射電力の大きさを示す反射電力出力信号を与える検出回路３２により電圧および/または電流として測定される。

【００２５】制御システム２０は、動作の最適な周波数を確定するために、検出回路３２からの反射電力出力信号を使用する。電極が患者に適用される場合、発生器１０が経験するインピーダンス状況は多くの部分が未知であり、それは最良の性能のために必要とされる発生器の特性、特にその周波数が必ずしも定められていないわけではなく、使用中に変動することを意味することは理解

されよう。

【0026】制御システムは、入力20Aの反射電力出力信号をモニタしながら発振器12の周波数を変化させるように動作し、動作中の任意の所与の時間において最適値に向けて周波数を移動させる。これを行うために、反射電力出力信号は連続して、或いは定期的にモニタされることができる。同様に、周波数源の周波数は連続して、或いは定期的に調整されることができる。

【0027】一形態では、周波数源の周波数は、その最大範囲内で制御システムにより調整され、最大電力を送給するための周波数が決定される。適当なデューティサイクルでこのプロセスを繰り返すことにより、最大電力を送給することができる。このプロセスは、典型的には5MHzの間隔だけ離れた異なる試験周波数で、例えば20個の反射電力サンプルを得るために繰り返すことができる。これは、100MHzの試験帯域に帰結する。20個のサンプルは典型的には、0.5秒毎に一度、2ms内に取得される。他のユーザ及び近隣の装置との干渉を低減するために、電力制御出力20Bを介して、その範囲に渡って周波数を調整するプロセス中に、電力出力を一時的に低減することが好ましい。

【0028】別の形態では、周波数源12、14の周波数は、組織へより大きな電力を送給するために必要とされる周波数調整の方向を判定するために、異なる周波数間で切り替えられる。このプロセスは、さらなる改善が得られないか、或いは電力送給が減少して周波数の変化の方向を反対にするようになるまで、継続することができる。最大電力送給のための周波数が固定された場合、制御システムはその動作周波数を最適な周波数付近に切り替えるようにする。

【0029】別の形態では、所与の調周周波数及び変調の深さにおける振幅変調が、制御システム20により、或いは個別の変調器（図示せず）から無線周波数信号に対して行われる。それゆえ無線周波数搬送波（動作の周波数を有する）と、2つの側帯（変調周波数に等しい搬送波周波数の上下にオフセットした周波数を有する）との間で変調の深さに応じて電力が分散される。2つの側帯は、等しい（或いは装置の電力出力が周波数とともに変動する場合に略等しい）量の電力を含む。反転電力信号の測定により（検出回路32中の単側帯検出器を用いる）、2つの側帯帯間のあらゆる著しい不均衡が検出され、制御システム20が、動作周波数が調整されるべき方向を判定できるようにする。

【0030】さらに別の実施形態では、周波数源12、

14は試験段階で動作し、試験段階中に、例えばスペクトル拡散変調を用いて同時にいくつかの異なる周波数成分を生成し、検出回路32が特定の周波数或いは比較的狭帯域の周波数帯でサンプリングし、動作段階中の通常動作に最も適した動作周波数を判定する。

【0031】他の無線周波数ユーザ或いはその付近の装置との無線周波数干渉を低減或いは防止するために、放射された干渉波を低減するか、或いは特定の周波数或いは周波数帯を使用しないようにするために、動作の周波数を調整することができる。この例では、放射モニタ用信号アンテナ36に応答して生成される検出回路32からの付加信号をモニタすることにより、制御システムは周波数源12、14の周波数を変更するように構成される。このアンテナは患者の近く、典型的には数メートル以内に配置され、検出回路32は、発生器10の動作帯域内或いは他の帯域内（例えば動作周波数の高調波）の信号を受信するように構成された受信機を含む。制御システム20は、入力20Aに加わる放射モニタ用信号をモニタし、その信号がアンテナ36からの受信信号電力を表しており、電力増幅器14の電力制御入力14Bを介して、公称出力電力を低減するように処理される。

【0032】同じ電力制御入力14Bを用いて、試験段階、すなわち周波数源の周波数が、検出回路32を介して反射電力および/または放射電力をサンプリングするように変化させる試験段階中に、自動的に公称無線周波数電力出力を低減することができる。

【0033】

【発明の効果】上記のように、この発明によれば、種々の要因に起因する負荷インピーダンスの変化を考慮して、動作周波数を自動的に調整することにより性能が最適化され、それにより電気外科システムの効率が改善される。

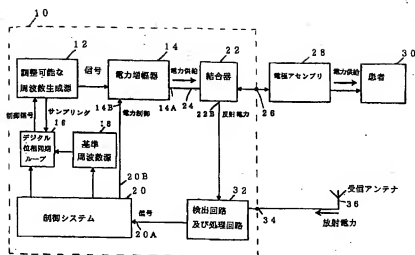
【図面の簡単な説明】

【図1】この発明による電気外科用信号発生器を含む電気外科システムを示すブロック図である。

【符号の説明】

10 発生器、12 発振器（周波数生成部）、14 電力増幅器、14A 出力、14B 電力制御入力、16 デジタル位同期ループ、18 基準周波数源、20 制御システム、20A 入力、20B 電力制御出力、22 結合器、22B 反射電力出力、24 出力ライン、26 発生器出力端子、28 電極アセンブリ、30 患者、32 検出回路、34 入力端子、36 受信アンテナ。

【図1】



フロントページの続き

(72)発明者 キース・ベニー

イギリス国、モンマス・エスビー5・4エ
ルユー、アッパー・レッドブルック、ウッ
ドランズ

(72)発明者 フランシス・アモア

イギリス国、カーディフ・シーエフ14・1
ティイー、ウィッチャーチ、グリーンフィ
ールド・ロード 36

(72)発明者

コリン・チャールズ・オウエン・ゴブル
イギリス国、ウェールズ、サウス・グラ
モーガン・シーエフ64・1エイティ、ピナ
ース、クリブ・クレセント、オズボーン・
ハウス 5